

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テコッド (参考)
H 0 4 N 5/325		G 0 6 F 17/10	D 4 C 0 9 3
G 0 6 F 17/10		G 0 6 T 1/00	2 9 0 A 5 B 0 5 6
G 0 6 T 1/00	2 9 0	5/20	A 5 B 0 5 7
5/20		A 6 1 B 6/00	3 5 0 S

審査請求 未請求 請求項の数9 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-258103 (P2002-258103)

(22) 出願日 平成14年9月3日 (2002.9.3)

(31) 優先権主張番号 0 1 1 4 4 1

(32) 優先日 平成13年9月4日 (2001.9.4)

(33) 優先権主張国 フランス (F R)

(71) 出願人 580000248

コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
Koninklijke Philips
Electronics N. V.
オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン
フルーネヴァウツウェッハ 1
Groenewoudseweg 1,
5621 BA Eindhoven, The
Netherlands

(74) 代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

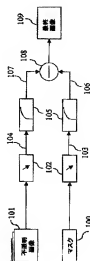
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタル減算血管造影用画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、デジタル化マスク(100)及びデジタル化不透明画像系列(101)に適用され、処理画像の画質を改良するデジタル減算血管造影用の画像処理方法を提供する。

【解決手段】 対数関数(105)は、デジタル化マスクの画素値及びデジタル化不透明画像系列の画素値に適用され、デジタル化不透明画像の各画素の対数値がデジタル化マスクの対応した画素の対数値から減算される。デジタル化マスクの一部の画素値及びデジタル化不透明画像の一部の画素値を減少させる処理手順(102)が対数関数を適用する前にデジタル化マスク及びデジタル化不透明画像系列に適用される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 画素値により構成されたデジタル化マスクの画素値、及び、画素値により構成されたデジタル化不透明画像の系列の画素値に対数関数を適用して対数画素値を得る対数関数適用手順と、

デジタル化不透明画像の各画素の対数値を、デジタル化マスク中の対応した画素の対数値から減算する減算手順と、を有し、

デジタル化不透明画像の系列とデジタル化マスクからデジタル減算血管造影画像の系列を生成する画像処理方法であって、

上記対数関数適用手順の前に、デジタル化マスクの一部の画素値とデジタル化不透明画像の一部の画素値を減少させることができる処理手順を更に有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項2】 上記処理手順は、デジタル化不透明画像の系列内で、最小画素値を選択するサブ選択手順と、

この最小画素値の一部分を、デジタル化不透明画像の系列及びデジタル化マスクの全ての画素値から減算するサブ減算手順と、を含むことを特徴とする請求項1記載の画像処理方法。

【請求項3】 上記減算手順の最後に、インパルス型ノイズをフィルタ処理するフィルタ処理手順を更に有することを特徴とする請求項1記載の画像処理方法。

【請求項4】 上記フィルタ処理手順は、モルフォロジフィリタを使用することを特徴とする請求項3記載の画像処理方法。

【請求項5】 上記処理手順の前に、時間的フィルタ処理手順を更に有することを特徴とする請求項1記載の画像処理方法。

【請求項6】 減算手順からの出力に対し、インパルス型ノイズ適用手順が適用されることを特徴とする請求項5記載の画像処理方法。

【請求項7】 コンピュータに請求項1乃至6のうちいずれか一項記載の画像処理方法を実行させるためのプログラム。

【請求項8】 請求項1乃至6のうちいずれか一項記載の画像処理方法を実現するためのプログラムを使用するコンピュータ、又は、請求項1乃至6のうちいずれか一項記載の画像処理方法を実行するための回路と、上記画像処理方法に従って処理された画像を投影する装置と、を有する画像処理システム。

【請求項9】 デジタル画像撮影装置と、請求項8記載の画像処理システムと、を有する医用画像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、画素値により構成されたデジタル化不透明画像の系列、及び、画素値によ

り構成されたデジタル化マスクから、デジタル減算（サブトラクション）血管造影画像の系列を生成するため、画像を処理する方法に係り、この方法は、対数画素値を得るため、デジタル化マスクの画素の値及びデジタル化不透明画像の系列の画素の値に対数関数を適用する適用手順と、デジタル化不透明画像の各画素の対数値を、デジタル化マスク中の対応した画素の対数値から減算する減算手順と、を有する。

【0002】

【従来の技術】 デジタル減算血管造影法は、文献：R. Kruger and S. Riederer, "Basic Concept of Digital Subtraction Angiography", G.K. Hall Medical Publisher, MA, 1984

に記載されている。ここに記載された医用画像技術は、特に、患者の血管を検査するため使用される。X線が患者の体のある部位（領域）を通過する。この領域から出ると、X線は光に変換され、光は電気信号に変換され、マスクと呼ばれる画像を得ることが可能になる。次に、たとえば、ヨウ素を含む造影剤が患者の血管に注入される。不透明画像の系列が、上記領域を通過するX線によって獲得される。ここで、「画像の系列」は、1枚の画像、若しくは、数枚の連続画像を意味する。マスク及び不透明画像はデジタル化される。デジタル化マスクは画素により構成され、各画素は、たとえば、0乃至255の階調レベルと称される輝度値をもつ。同様のことがデジタル化不透明画像にも当てはまる。対数関数が、デジタル化マスクの画素値及びデジタル化不透明画像の画素値に適用される。デジタル化不透明画像の画素毎に、その対数値が対応したデジタル化マスクの画素の対数値から減算される。

【0003】 対数関数は、変数の値が小さい場合に微分値が大きく、変数の値が大きくなると微分値が減少し、零へ漸近するような関数を表す。たとえば、ネイピアの対数関数、すなわち、 x が変数を表し、 n が整数を表すとき、 $f(x) = x^{1/n}$ 形の関数を適用することが可能である。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 上記方法は、検査対象領域の血管だけを含む最終的な画像系列を取得することが可能である。なぜならば、マスクの減算によって、組織や骨のように不透明画像の系列に出現し血管の解析を妨害する対象物が除去されるからである。しかし、この方法を適用した場合に、一部の血管、特に、不透明画像系列中で骨のような暗い構造体の上に重畳された血管が最終的な画像系列中に現れないか、若しくは、殆ど可視的でない、という問題が生じる。

【0005】 本発明の第1の目的は、特に、上述の従来技術を利用した場合には、現れないか、又は、殆ど現れない一部の血管を復元することができる画像処理方法を提案することである。本発明は、以下の点を考慮する。

【0006】対数関数の適用によって、階調レベルの低い暗い対象物間のコントラストが増加する。その理由は、対数関数が、その対数関数の適用される変数の値が小さい場合に高い値をとる数係数によって表現される利得を有するためである。その結果として、対数関数の適用によって、血管が最終的な不透明画像系列中で暗い構造体に重畳されている場合でも、最終的な画像系列中で血管が浮き彫りにされる。これは、上記の暗い構造体が実際に低階調レベルをとる場合に有効である。しかし、血管造影の場合、腫瘍、被検査対象の患者の領域中のある種の構造体によるX線屈折のために、2次X線（散乱放射）が現れる。このような散乱放射線は、特に、デジタル化マスク及びデジタル化不透明画像の一部の画素の値を増加させる効果がある。その結果として、散乱放射が存在しない場合に低階調レベルをとるべき構造体が、かなり高い階調レベルをとる。このため、対数関数を適用しても、特のような構造体に重畳された血管が浮き彫りにされない。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明によれば、上記の画像処理方法は、対数関数を適用する前に、デジタル化マスクの一部の画素値とデジタル化不透明画像の一部の画素値を減少させることができる処理手順を更に有することを特徴とする。

【0008】デジタル化マスク及びデジタル化不透明画像の一部の画素値を減少させることにより、散乱放射の影響は不鮮明になり、対数関数の適用によって、不透明画像系列中で暗い構造体に重畳された血管が浮き彫りにされる。たとえば、マスクの各画素及びデジタル化不透明画像の画素毎に、その画素値に対する散乱放射の寄与度を測定し、この画素値に対する寄与度を差し引くことが可能である。

【0009】本発明の好ましい一実施例において、上記処理手順は、デジタル化不透明画像の系列内で、最小画素値を選択するサブ手順と、この最小画素値の一部を、デジタル化不透明画像の系列中の画素及びデジタル化マスクの画素の全ての値から減算するサブ手順と、を含む。本実施例では、散乱放射がマスクとデジタル化不透明画像の全ての画素に対して同じ寄与度を与えている場合が想定されているが、この寄与度は、デジタル化不透明画像の系列中の最小画素値の一部分、たとえば、2分の1によって近似される。このような実施例は、散乱放射が各画素値に与える寄与度を計測しなくてもよいので、特に簡単に実現することができる。

【0010】本発明の第1形態において、画像処理方法は、減算手順の最後に、インパルス型ノイズをフィルタ処理する手順を更に有することを特徴とする。

【0011】処理手順、対数関数を適用する適用手順、及び、減算手順は、一部の血管を復元することは可能であるが、ノイズ、特に、インパルス型のノイズを最終的

な画像の系列に持ち込む。この第1形態によれば、このインパルス型のノイズは、医師が最終的な画像の系列を容易に解析できるようにするため、減少せられる。

【0012】本発明の第1形態の好ましい一実施例において、上記フィルタ処理する手順は、モルフロジーフィルタを使用する。

【0013】このようなフィルタを使用することにより、インパルスノイズのかなりの部分は除去され、一方、医師によって行われる解析のため重要なディテール、たとえば、精細な血管は保たれる。

【0014】本発明の第2形態において、画像処理方法は、処理手順の前に、時間的フィルタ処理手順を更に有することを特徴とする。

【0015】処理手順と対数関数の適用手順の効果は、ノイズが暗い領域にある場合に、マスクと不透明画像の系列に存在するノイズを増幅することである。しかし、量子化ノイズは、デジタル減算血管造影法では、本来漏れるノイズである。本発明の第2形態によれば、量子化ノイズの殆どの部分は、処理手順と対数関数を適用する手順の前に除去されるので、最終的な画像系列には殆ど量子化ノイズが残らない。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、添付図面に示された実施例を参照して本発明を詳細に説明するが、本発明は、これらの実施例には限定されない。

【0017】図1aは、本発明による画像処理方法のフロー図である。デジタル化マスク100は、患者の部位を通過したX線を検出し、次に、デジタル化することによって取得される。デジタル化不透明画像系列101は、患者の血管に造影剤を注入した後、同じ部位を通過したX線を検出し、デジタル化することによって取得される。デジタル化マスク100及びデジタル化不透明画像系列101は、順番に処理手順102で処理され、そこから、それぞれ、処理後マスク103及び処理後不透明画像系列104が得られる。次に、対数関数適用手順105において、対数関数が処理後マスク103及び処理後不透明画像系列104に夫々適用され、対数マスク106及び対数不透明画像系列107が得られる。続いて、減算手順108において、対数マスク106が対数不透明画像系列107の各画素から減算され、最終的な画像系列109が得られる。

【0018】図1aにおいて、本発明による方法は、デジタル化不透明画像系列101を形成する幾つかの連続的な不透明画像に適用されること、すなわち、デジタル化不透明画像系列101内の各画像に、処理手順102、対数関数適用手順105及び減算手順108が順番に適用されることに注意する必要がある。勿論、本発明による方法は、唯一のデジタル化不透明画像だけに適用してもよい。すなわち、本発明を適用するために、幾つかの連続した画像を準備することは必須ではある。

【0019】図1bは、対数関数適用手順105で適用される対数関数の利得曲線を表すグラフである。図1cは、小さい画素値に対する同じ利得曲線を表すグラフである。図示された利得曲線において、Y軸は画素の値に対応した対数関数における利得を表し、X軸は、0乃至255の範囲で、暗い領域に対応した小さい値から、明るい領域に対応した大きい値までを表す。処理手順102後に、ある値を有する画素は、対数関数適用手順105において、利得曲線上の対応した利得で乗算される。尚、一般的には、この対数関数を適用するために変換テーブルLUT（ルックアップテーブル）が使用される。

【0020】最初に、本発明がよりよく理解できるように、処理手順102が適用されない場合を考える。

【0021】理論的な場合として、散乱放射が零であり、骨に重畳された血管を含む暗い領域を考える。血管に対応した画素がデジタル化不透明画像系列101内で12の値をとり、骨に対応した画素がデジタル化マスク100内で値16をとる。これらの値は接近しているので、対数関数を適用することなく、デジタル化マスク100がデジタル化不透明画像系列101から減算された場合、血管は最終的な画像系列109内で殆ど見分けることができない。対数関数を用いることによって、図1cに示されているように、血管の画素は約10倍で乗算され、骨の画素は約4倍で乗算される。その結果、対数関数の適用後に、血管の画素の値は約120であり、骨の画素の値は約64になる。この階調レベルの差は、十分に大きいので、減算手順108の後に、血管が最終画像系列109に現れる。

【0022】しかし、散乱放射が存在するので、デジタル化マスク100の画素値と、デジタル化不透明画像系列101の画素値は増加する。たとえば、血管の画素値は、散乱放射が存在しなかった場合の値12の代わりに、値24に一致する。骨の画素値は値28に一致する。しかし、画素値24と画素値28に対して、対数関数の利得は、図1cに示されるように殆ど同じである。したがって、対数関数を適用したにもかかわらず、対数不透明画像系列107中の血管の画素値は、対数マスク105中の骨の画素値と近いので、減算手順108は、最終画像系列109内で血管を顕著に示すことができない。処理手順102を用いない場合には、このような欠点が見られる。

【0023】本発明によれば、この欠点を改善する処理手順102が適用される。この処理手順102では、ある種の画素の値が減少させられる。たとえば、散乱放射が、デジタル化マスク100及びデジタル化不透明画像系列101の各画素の値に与える寄与度を計測するシステムが利用可能であるならば、この寄与度が各画素値から減算される。これにより、処理後マスク103及び処理後不透明画像系列104において、画素値は、散乱放

射が存在しない場合に取得される画素値と一致する。このようにして、上述の理由のため、対数関数適用手順105で対数関数を適用した後に、減算手順108は、デジタル化不透明画像系列101中で、骨のような暗い構造体に重畳された血管を明確に再現することが可能である。しかし、このようなシステムは、一般的に、大型であり、かつ、技術的に複雑である。

【0024】そのため、本発明の好ましい一実施例では、デジタル化不透明画像系列101の最小画素値のある一部分が、デジタル化マスク100の全画素の値、及び、デジタル化不透明画像系列101の全画素の値から減算される。たとえば、この一部分は、5%でもよい。もう一度上述の例に則して説明すると、散乱放射のために、血管の画素の画素値は24であり、骨の画素の画素値は28である。デジタル化不透明画像系列101内で、血管が最も暗い構造体である場合、すなわち、最小画素値が24である場合を考える。デジタル化マスク100の全ての画素値、及び、デジタル化不透明画像系列101の全ての画素値から、この最小画素値の2分の1の値である12が差し引かれた場合、血管画素値は、処理後不透明画像系列104中で、16になる。このため、上述の理由によって、対数関数適用手順105において、この血管画素値に対数関数を適用した後、減算手順108は、血管を明確に再現することが可能である。さらに、この方法は、特に簡単に実現できる。なぜならば、デジタル化不透明画像系列101の全ての画素の値を知ることによって、その中から最小画素値を選択し、この最小画素値の所定の一部分を、デジタル化マスク100とデジタル化不透明画像系列101の全画素から差し引くことが簡単に実現できるからである。

【0025】しかし、本発明による方法を使用すると、最終画像系列109にノイズ、特に、インパルス型のノイズが取り込まれる。このようなノイズは、最終画像系列109に粒状の外観として現れる。このようなノイズは、「ごま塩雑音」若しくは「スペckルノイズ」と呼ばれる場合もある。

【0026】インパルス型ノイズは、血管造影画像に自然に現れるノイズである。このインパルス型ノイズは、デジタル化不透明画像系列101中で殆ど見えないが、処理手順102と対数関数適用手順105を組み合わせることで適用することによって増幅される。なぜならば、このノイズが暗い領域に存在する場合、対数関数の利得は小さい画素値に対して高くなるので、対数関数適用手順105において対数関数の適用によって増幅されるからである。その上、処理手順102はこのインパルス型ノイズに対応する画素値を減少させる影響がある場合、この値に適用される利得はより大きくなるので、このインパルス型ノイズは、より一層増幅される。したがって、最終画像系列109の解析はこのようなインパルス型ノイズによる妨害を受ける、という欠点がある。

【0027】本発明の第1形態によれば、インパルス型ノイズフィルタ処理手順は、最終画像系列109の解析がインパルス型ノイズによる影響を受けるという欠点を解消するため、最終画像系列109に適用される。このフィルタ処理手順は、最終画像系列109にインパルス型ノイズを低減させるフィルタを適用する。たとえば、メジアンフィルタのような非線形フィルタを適用することができる。また、有限インパルス応答メジアンハイブリッドフィルタ(FMHフィルタ)のような線形フィルタと非線形フィルタの組合せを適用してもよく、或いは、ウィナーフィルタのようなノイズに関する事前知識を必要とするフィルタを適用してもよい。好ましくは、インパルス型ノイズフィルタ手順は、モルフォロジーフィルタを使用する。

【0028】モルフォロジーフィルタは、文献: Jean Serra, "Image Analysis and Mathematical Morphology", Academic Press, London, 1982に記載されている。モルフォロジーフィルタは、モルフォロジー演算でもよく、或いは、モルフォロジー演算と、できれば減算若しくは加算のようなそれ以外の演算との組合せでもよい。カーネルとも呼ばれる構造要素を使用し、画像の各画素の近傍に適用される多数のモルフォロジー演算が知られている。モルフォロジーフィルタは当業者に公知であるので、これ以上詳細には説明しない。しかし、以下に、ある種のモルフォロジー演算の定義を列挙する。

【0029】収縮(erosion): 画像の収縮は、各画素の値を、カーネルが適用される近傍の最小値で置き換える。

【0030】膨張(Dilation): 画像の膨張は、各画素の値を、カーネルが適用される近傍の最大値で置き換える。

【0031】切断(opening): 画像のオープニングは、画像の収縮に続いて画像の膨張を行う演算であり、オープン画像が取得される。

【0032】接続(closing): 画像のクロージングは、画像の膨張に続いて画像の収縮を行う演算であり、クローズ画像が取得される。

【0033】トップハット(Tophat): トップハット関数は、画像からその画像のオープン画像を減算する。

【0034】ボトムハット(Bot-Hat): ボトムハット関数は、画像のクローズ画像からその画像を減算する。

【0035】図2乃至3cには、最終画像系列109に適用されたモルフォロジーフィルタの一例が示されている。ボトムハット(Bot-Hat)関数200は、第1画像系列201を得るため、最終画像109に適用される。トップハット(Top-Hat)関数202は、第2画像系列203を得るため、第1画像系列201に適用される。第1画像系列201の各画素値は、(-1)倍され、第1加算204が(-1)倍された第1画

像系列201と第2画像系列203の間で行われ、第3画像系列205が得られる。第3画像系列205の各画素値は、第1可調整パラメータ c_1 による第1乗算206が施され、第4画像系列207が得られる。第2画像系列203の各画素値は、第2可調整パラメータ c_2 を用いて第2乗算208が施され、第1画像系列209が得られる。最終的に、第2加算210が、最終画像系列109と、第4画像系列207と、第5画像系列209の間で行われ、これにより、ノイズを含まない画像系列211が得られる。

【0036】図3a及び3cは、図2のボトムハット関数200で使用される連続演算の説明図である。画像300は、第1の膨張手順301の間に、4個のカーネル $A_1 \sim A_4$ を用いて4回の膨張が施される。4回膨張させた画像が得られ、この画像に、平均化手順302が適用され、第1平均化画像が得られ、次に、この第1平均化画像は、第1の収縮手順303の間に、4個のカーネル $B_1 \sim B_4$ を使用して4回の収縮が適用される。4回収縮させた画像が得られ、この画像に、平均化手順302が適用され、クローズ画像304が得られる。画像304が最終画像系列109である場合に、このクローズ画像は、インパルス型ノイズのかなりの部分を除去し、太い血管をそのままに保ち、一部の細い血管を除去することが可能である。ここで使用されたカーネルは、血管の種々の考えられる方向と、除去されるべきノイズとを考慮している。除去されるべきノイズは、インパルス型ノイズであり、一般的に、3画素以上に延びることはない。したがって、図2に示されたボトムハット関数200は、最終画像系列109に適用されること、細い血管及びインパルス型ノイズを含む第1画像系列201を生じ、減算が行われるので、第1画像系列201の階調は反対になっている。

【0037】図3b及び3cは、図2のトップハット関数202で使用される切断演算の説明図である。画像300は、第2の収縮手順305の間に、4個のカーネル $A_1 \sim A_4$ を用いて4回の収縮が施される。4回収縮させた画像が得られ、この画像に、平均化手順302が適用され、第2平均化画像が得られ、次に、この第2平均化画像は、第2の膨張手順306の間に、4個のカーネル $B_1 \sim B_4$ を使用して4回の膨張が適用される。4回膨張させた画像が得られ、この画像に、平均化手順302が適用され、オープン画像307が得られる。この画像307が第1画像系列201である場合に、オープン画像は、逆順の階調で細い血管を保つ。

【0038】このように、図2のトップハット関数202は、第1画像系列201に適用された場合、逆の階調順でインパルス型ノイズを収容する第2画像系列202を生成することができる。第1加算204は、第3画像系列205を取得することが可能であり、第3画像系列は細い血管を含む。この結果として、可調整パラメータ

c1とc2が1であるならば、第2加算10は、細い血管を加算し、最終画像系列109からインパルス型ノイズを減算する。これにより、インパルス型ノイズを除去し、細い血管を増幅することが可能である。この細い血管は、インパルス型ノイズを含む最終画像系列109の中で解析することは困難であった。可調整パラメータc1及びc2は、インパルス型ノイズ及び細い血管のノイズを含まない画像211内での奇与度を精細に調整することができる。

【0039】本発明による方法は、デジタル化不透明画像系列101に存在するノイズを増幅する傾向があるので、処理手順102及び対数関数適用手順105を適用する前にノイズを減少させることが望ましい。しかし、デジタル化不透明画像系列101には、一般的に、ランダム雑音である量子化ノイズが出現する。このランダム雑音は、デジタル化不透明画像系列101の画像間で同一でない。この量子化ノイズは、最終画像系列109の細い血管に重畳するので問題となる。

【0040】本発明の第2形態によれば、時間的フィルタ処理手順がこの問題点を改良するため適用される。本発明の第2形態は、幾つかの連続的な不透明画像が利用できる場合に限り実施されることに注意する必要がある。本発明の第2形態は、利用可能な不透明画像が1枚しかない場合には実施されない。

【0041】図4aは、本発明の第2形態を実施するため使用される時間的フィルタの一例の説明図である。デジタル化不透明画像系列101は、数枚の連続画像を含む。このデジタル化不透明画像系列101の各画像401に対し、その画像401の直前の画像400と、直後の画像402を考慮する。画像400の画素値は4分の1倍され、画像401の画素値は2分の1倍され、画像402の画素値は4分の1倍される。かくして得られた画素値は加算され、このようにして、フィルタ処理画像403が取得される。このようなフィルタ処理画像403の列は、フィルタ処理画像系列405を形成する。このような時間的フィルタは、数枚の連続マスクを利用できる場合には、マスクの系列にも適用可能である。

【0042】図4bは、ノイズを含まない画像系列211を取得するため、デジタル化不透明画像系列101及びデジタル化マスク100に適用可能な処理方法の説明図である。この方法は、図1aに記載された手順の他に、図4aを参照して説明した時間的フィルタ処理手順404と、図2に関して説明したモルフォロジーフィルタ処理手順406と、を含む。

【0043】図5は、本発明を実現する医用画像装置の説明図である。この医用画像装置は、X線源500と、検査対象である患者502を収容する患者台501と、光電変換器503と、カメラ504と、アナログ・デジタル変換器505と、画像処理装置506と、モニター507と、データ記憶手段508と、インタフェース50

9と、を含む。

【0044】光検出器503は、X線源500によって発生され、患者を通過したX線を光へ変換する。カメラ503は、光を電気信号へ変換し、電気信号は、次に、アナログ・デジタル変換器505を用いてデジタル化される。画像処理装置506は、本発明による方法を実現し、モニター507は、本発明による方法によって処理された後のデジタル減算画像系列画像を表示する。記憶手段508は、特に、デジタル不透明画像系列101の連続画像及びデジタル化マスク100を蓄積する。インタフェース509は、たとえば、可調整パラメータc1及びc2のようなある種のパラメータを調整することが可能である。画像処理装置506は、プログラマブル式マイクロプロセッサ、或いは、本発明における上記の多数の手順を実行するためのフィルタ、メモリ、若しくは、論理演算子を具備した回路の形式で実現され得ることに注意する必要がある。

【0045】以上の通り、添付図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明したが、本発明はこれらの実施例に限定されるものではない。この点に関して、幾つかの注意事項を列挙する。図1a及び1bでは、対数関数利得曲線の一例が与えられている。当然ながら、本発明を実現するために必要な特性を備えている関数であれば、多少異なる利得曲線を示すその他の対数関数を使用することが可能である。

【0046】図2は、モルフォロジーフィルタの一例の説明図である。勿論、その他のモルフォロジーフィルタを使用してインパルス型ノイズを除去してもよい。同様に、切断演算、接続演算、及び、カーネルの例が図3a～3cに示されているが、モルフォロジーフィルタに適用することによってインパルス型ノイズを減少させることができるものであれば、その他の切断演算、接続演算、及び、カーネルを使用しても構わない。

【0047】図4aには、時間的フィルタの一例が示されている。デジタル化不透明画像系列101におけるノイズ、並びに、可能であれば、デジタル化マスク100におけるノイズを減少させることができるフィルタであれば、その他の時間的フィルタを使用することができる。

【0048】原理的に、本発明による方法は、たとえば、適切にプログラミングされたコンピュータ回路のようなデータ処理装置を用いて実現可能である。プログラミングメモリに保存される命令の組は、コンピュータ回路に、上述の種々の手順を実行させることが可能である。命令の組は、たとえば、命令の組を格納したディスクのようなデータ媒体を読み取ることによってプログラミングメモリに取り込むことが可能である。この読み取りは、たとえば、インターネットのような通信ネットワークを經由して行っても構わない。その場合、サービス・プロバイダは、関心をもつ当事者がこの命令の組を利

用できるようにさせる。

【図面の簡単な説明】

【図1 a】本発明による画像処理方法の説明図である。

【図1 b】図1の画像処理方法に適用される対数関数の利得曲線を表すグラフである。

【図1 c】低濃度値に対する図1 bの利得曲線を表わすグラフである。

【図2】本発明の第1形態で使用されるフィルタ処理手順の説明図である。

【図3 a】図2のフィルタ処理手順に適用される切断（オープニング）演算及び接続（クロージング）演算の説明図（その1）である。

【図3 b】図2のフィルタ処理手順に適用される切断（オープニング）演算及び接続（クロージング）演算の説明図（その2）である。

【図3 c】図2のフィルタ処理手順に適用される切断（オープニング）演算及び接続（クロージング）演算の説明図である。

【図4 a】本発明の第2形態で使用される時間的フィルタの説明図である。

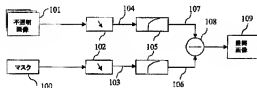
【図4 b】図4 aの時間的フィルタを使用する画像処理方法の説明図である。

【図5】本発明を実現する医用画像装置の説明図である。

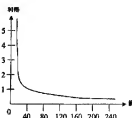
【符号の説明】

100	マスク
101	デジタル化不透明画像系列
102	処理手順
103	処理後マスク
104	処理後不透明画像系列
105	対数関数適用手順
106	対数マスク
107	対数不透明画像系列
108	減算手段
109	最終画像系列
200	ボトムハット関数
201	第1画像系列
202	トップハット関数
203	第2画像系列
204	第1加算
205	第3画像系列
206	第1乗算
207	第4画像系列
208	第2乗算
209	第5画像系列
210	第2加算
211	ノイズを含まない画像系列

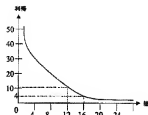
【図1 a】



【図1 b】



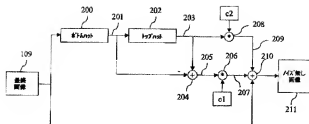
【図1 c】



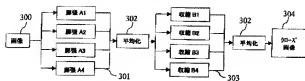
【図3 c】

$$\begin{array}{ccccccccc}
 \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 0 \end{bmatrix} &
 \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \\
 A1 & A2 & A3 & A4 & B1 & B2 & B3 & B4
 \end{array}$$

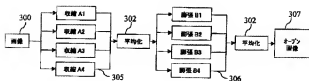
【図2】



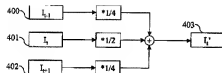
【図3 a】



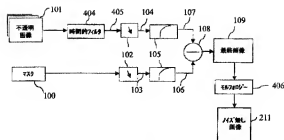
【図3 b】



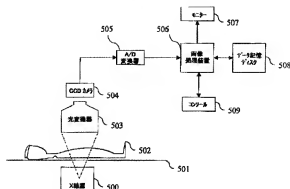
【図4 a】



【図4b】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 シルヴァン ジュスタン ジョルジュ ア
ンドレ オベール
フランス国、93140 ボンディ、アレー
デ レトワール 41
(72)発明者 ベーター マリア ヨハネス ロンヘン
オランダ国、5656 アーアー アインドー
フェン、プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ヘルマン ステヘハイス
オランダ国、5656 アーアー アインドー
フェン、プロフ・ホルストラーン 6
Fターム(参考) 4C093 CA06 DA02 FD01 FD02 FD05
FF03 FF34
5B056 BB28 BB01 BB03
5B057 AA08 BA03 CA08 CA12 CA16
CB08 CB12 CB16 CE06 CH01
CH09